

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:**

102 54 907.9

**Anmeldetag:**

25. November 2002

**Anmelder/Inhaber:**

Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

**Bezeichnung:**

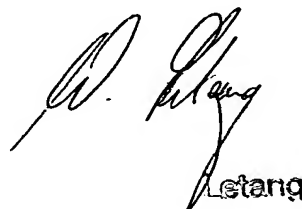
Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes

**IPC:**

G 06 K, G 06 T

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 2. September 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
Der Präsident  
Im Auftrag



Letang

## Beschreibung

Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts.

Für verschiedene Anwendungen, beispielsweise in der Photogrammetrie, in der industriellen Bildverarbeitung, bei der Überwachung, im Verkehrswesen, in der Medientechnik und der Animation, sind Bildverarbeitung und Objekterkennung zweidimensionaler und teilweise auch dreidimensionaler Abbilder von Objekten relativ weit vorangeschritten. Die die Abbilder umfassenden Bilddatensätze sind in der Regel relativ schwach gestört und sind z.B. mit optischen Sensoren aufgenommen (vgl. z.B. Inspect. MessTecAutomation, Sonderpublikation 10/01, GIT-Verlag Darmstadt, 2001 oder Vision Systems Design, Vol. 6 #9, Pennwell, Sept. 2001).

20

Sind die Bilddatensätze relativ schwach gestört, können die Oberflächenkonturen der Abbilder der Objekte mittels bekannter Verfahren relativ einfach ermittelt werden. Mit linearer oder nichtlinearer Filterung kann ein eventuelles Rauschen der Bilddatensätze weiter verringert werden. Um Texturen der Abbilder zu erkennen, kann anschließend ein so genanntes Pattern Matching durchgeführt werden. Grenzen der Abbilder können beispielsweise durch 2D- oder 3D-Gradientenbildung ermittelt werden. Auf Gradientenbildung basierende Techniken sind z.B. "active contours", beschrieben in Chalana V., Linker D., "A Multiple Active Contour Model for Cardiac Boundary Detection on Echocardiographic Sequences", IEEE Trans. Med. Imaging 15, #3, Juni 1996, oder so genannte "snakes", beschrieben in McInerney T, Terzopoulos D: "T-snakes: Topology Adaptive Snakes", Medical Image Analysis 4, Seiten 73-91, 2000. Abgebildete Objekte gleicher Helligkeit, Farbe oder Textur können andererseits z.B. durch das so genannte region growing

"ausgefüllt" und damit für eine bestimmte Aufgabenstellung vollständig beschrieben werden (vgl. Jendrysiak U., "Segmentierung von Schnittbildern", Spektrum der Wissenschaft, Dossier 1/1999: Perspektiven in der Medizintechnik 24-29, 1999).

5

In der Medizintechnik kann es jedoch sein, dass abgebildetes gesundes und krankes Gewebe einen relativ geringen Kontrastunterschied aufweist und Bilddatensätze relativ stark verrauscht sind. Das gilt insbesondere für Röntgenbilder (Computertomographie, Angiographie, Fluoroskopie), mit einem Magnetresonanzenzgerät oder in der Nuklearmedizin hergestellte Bilder und insbesondere auf Ultraschall basierte Bilder (vgl. Marais P., Brady J., "Detecting the Brain Surface in Sparse MRI Using Boundary Models", Medical Image Analysis 4, 283-302, 2000, Chalana V., Linker D., "A Multiple Active Contour Model for Cardiac Boundary Detection on Echocardiographic Sequences", IEEE Trans. Med. Imaging 15, #3, Juni 1996, oder Sakas G., "Dreidimensionale Bildrekonstruktion aus Ultraschall-Daten", Spektrum der Wissenschaft, Dossier 1/1999, Perspektiven in der Medizintechnik 18-24, 1999).

Insbesondere bei einer Diagnosefindung für einen Patienten muss in der gesamten Tiefe des Körpers oder der Organe des Patienten nach feinen Objektunterschieden differenziert werden. Da die mit medizinischen Geräten aufgenommenen Bilddatensätze oft relativ stark verrauscht sind und aufgenommene Strukturen relativ komplex sein können, ist bereits ein Ermitteln einer Kontur in einem zweidimensionalen Bild relativ rechenaufwändig. Das Ermitteln einer Kontur eines dreidimensionalen Abbildes eines Objektes ist sogar noch schwieriger. Bekannte Verfahren wurden deshalb verfeinert und oftmals ad-hoc an die vorliegende Problemstellung angepasst. Ein Beispiel ist in Chalana V., Linker D., "A Multiple Active Contour Model for Cardiac Boundary Detection on Echocardiographic Sequences", IEEE Trans. Med. Imaging 15, #3, Juni 1996 beschrieben. Relativ rechenaufwändig ist auch ein in Jendrysiak U., "Segmentierung von Schnittbilder", Spektrum

der Wissenschaft, Dossier 1/1999, Perspektiven in der Medizintechnik, Seiten 24-29, 1999 beschriebenes Verfahren.

Die Aufgabe der Erfindung ist daher, ein Verfahren anzugeben, mit dem eine Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts mit geringerem Rechenaufwand durchführbar ist.

Die Aufgabe der Erfindung wird gelöst durch ein Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Legen eines ersten Sets von Ebenen durch das dreidimensionale Abbild,
- Ermitteln der Konturen, die in jedem der Ebenen des ersten Satzes von Ebenen abgebildet und der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet sind, und
- Zusammenfügen der in jeder Ebene des ersten Sets von Ebenen ermittelten Konturen zu einer der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordneten Oberflächengitters.

Erfindungsgemäß soll die Oberfläche eines dreidimensionalen Abbildes eines Objekts konturiert bzw. segmentiert werden. Das dreidimensionale Abbild ist in einem Volumendatensatz, also einem Datensatz von 3D-Blöcken  $B(x,y,z)$  mit  $K \times L \times M$  Voxeln (volume elements) gespeichert. Das dreidimensionale Abbild kann aber auch in Form eines Datensatzes gespeichert sein, der  $K$  Schichten von Bildern mit je  $L \times M$  Pixeln (picture elements) umfasst.

Dazu werden die Ebenen des ersten Sets von Ebenen durch das dreidimensionale Abbild gelegt. Anschließend wird für jede einzelne dieser Ebenen die Kontur, die der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet ist, ermittelt. Das Ermitteln der den einzelnen Ebenen zugeordneten Konturen ent-

spricht dem Ermitteln von Konturen zweidimensionaler Abbilder. Danach werden die einzelnen Konturen zu einem die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordneten Oberflächenengitters zusammengefügt.

5

Nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung schneiden sich die Ebenen des ersten Sets von Ebenen in einer ersten Gerade, die gemäß einer besonders bevorzugten Variante der Erfindung wenigstens im Wesentlichen durch den Volumenschwerpunkt des dreidimensionalen Abbildes verläuft. Dies ist besonders bei einem konvexen dreidimensionalen Abbild vorteilhaft.

10

Weist der das dreidimensionale Abbild umfassende Volumendatensatz beispielsweise einen relativ schwachen Kontrast auf, so kann insbesondere für eine automatische Lokalisation des dreidimensionalen Objektes gemäß einer Variante der Erfindung für das Ermitteln des Volumenschwerpunkts des dreidimensionalen Abbildes der Volumendatensatz einer Filterung unterzogen werden. Die Filterung kann insbesondere eine Medianfilterung sein und der Volumenschwerpunkt kann insbesondere automatisch ermittelt werden. Der Volumendatensatz wird dadurch unter Kantenerhaltung stark geglättet. Durch eine derartige starke Glättung verliert man zwar die Detaillierung der Begrenzungen, jedoch kann der Volumenschwerpunkt des dreidimensionalen Abbildes relativ klar bestimmt werden.

20

25

Ist das abzubildende Objekt, wie es nach einer Variante der Erfindung vorgesehen ist, ein Teil eines Lebewesens und wird das dreidimensionale Abbild mittels eines medizintechnischen Gerätes aufgenommen, so kann, wie es nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung vorgesehen ist, der Volumenschwerpunkt des dreidimensionalen Abbildes während einer navigationsgeführten Behandlung des Lebewesens ermittelt werden. Der Volumenschwerpunkt kann beispielsweise während der navigationsgeführten Behandlung durch die Position des Fokus eines navigierten medizinischen Instrumentes ermittelt werden.

30

35

Eine für die Navigation geeignete medizinische Vorrichtung ist u.a. in der DE 199 51 502 A1 beschrieben. Beispielsweise mit einem Röntgengerät wird ein Volumendatensatz von dem interessierenden Bereich des Körpers eines Patienten erstellt.

5 Insbesondere während eines minimal invasiven Eingriffs führt z.B. ein Chirurg das medizinische Instrument in den Körper des Patienten ein. An dem medizinischen Instrument ist ein Positionssensor des Navigationssystems angeordnet, so dass das Navigationssystem die Position, d.h. die Lage und Orientierung des medizinischen Instruments, relativ zum Körper des Patienten bestimmt. Aufgrund der Positionsbestimmung, also  
10 aufgrund einer Bestimmung der Ortskoordinaten des medizinischen Instruments, kann anschließend ein Abbild des medizinischen Instruments in das dem Volumendatensatz zugeordneten Bild, das z.B. mit einem Monitor dargestellt wird, eingeblendet werden.

Eine automatische Erkennung der ungefähren Position des medizinischen Instruments gelingt auch in der Nuklearmedizin. Ein  
20 mit einem PET aufgenommenen Volumendatensatz weist einen relativ guten Kontrast auf, hat aber eine relativ schlechte Auflösung. Eine weitere Alternative ist es, den Volumenschwerpunkt manuell in einer anderen Darstellung zu bezeichnen, z.B. im Röntgen unter Kontrastmittel in zwei Projektionen oder in einer CT-MPR-Darstellung mit 1 Klick (MPR bedeutet "Multi-Planare Reformatierung". Dies ist nichts anderes, als die Neuzusammenstellung des Volumendatensatzes in anderer Orientierung als z.B. ursprüngliche horizontale Schichten (orthogonale MPRs: horizontal, sagittal, koronal; freie MPR:  
25 beliebig schräge Sekundärschichten). Dies gelingt mit neuen Mehrzeilen-Spiral-CTs oder MR-Geräten isotrop z.B. aus 512 CT Schichten mit je  $512^2$  Pixeln). Der Hintergrund dazu ist, dass verschiedene Ansichten des Abbildes des Objekts und seiner Umgebung gekoppelt in definierter Position und Orientierung  
30 dargestellt werden. Wird die dreidimensionale Ansicht verschoben und/oder gedreht, geht beispielsweise die entsprechend dazu orientierte MPR-Darstellung nebenan mit. Die drei-

dimensionale Verschiebung und Drehung werden so lange fortgeführt, bis das interessierende Abbild von der MPR-Schicht zentral geschnitten wird. Dann wird in die Mitte dieser ebenen Darstellung des Abbildes geklickt; damit ist das Objektzentrum im Dreidimensionalen definiert.

Mittels des erfinderischen Verfahrens wird die Dimensionalität der Volumenbearbeitung (3D-Bildbearbeitung) in wenigstens einer Stufe reduziert. Den Verlauf einer 3D-Objektdichte  $D$  des dreidimensionalen Abbildes entlang einer Koordinatenachse  $x$  des Raumes kann man als zweidimensionale Funktion  $D_1(x)$  graphisch darstellen. Das dreidimensionale Abbild im Raum kann daher dementsprechend mit einer Funktion  $D_3(x, y, z)$  beschrieben werden, deren Werte (Ausprägungsvariable) in der vierten Dimension aufgetragen werden. Es wird nun hier ein Weg beschrieben, wie der von  $x$ ,  $y$  und  $z$  aufgespannte Raum so projiziert werden kann, dass jeweils nur das Problem ähnlich der "eindimensionalen Irrfahrt" (vgl. Tittmann P., "Irrfahrten in Graphen", Memo Hochschule Mittweida, Sept. 1998.) bzw. eine Optimierung allein entlang einer Abszisse  $x'$  (statt  $(x, y, z)$ ) zu lösen ist.

Um das zu erreichen, werden die Ebenen des ersten Sets von Ebenen durch das dreidimensionale Abbild gelegt. Die Ebenen des ersten Sets von Ebenen sollten im allgemeinen Fall möglichst nicht redundant alle Voxel des dreidimensionalen Abbildes in verschiedenen Orientierungen, aber doch vollständig überdecken. Vorzugsweise schneiden sich die Ebenen des ersten Sets von Ebenen in der ersten Gerade, die wenigsten im Wesentlichen durch den Volumenschwerpunkt des dreidimensionalen Abbildes verläuft. Die einzelnen Ebenen des ersten Sets von Ebenen können beispielsweise äquidistante Winkel  $\alpha_1$  bis  $\alpha_m$ , wenn das erste Set von Ebenen  $m$  Ebenen umfasst, bezogen auf eine feststehende Achsennormale, aufweisen. Durch den Übergang in eine Rotationsgeometrie ergeben sich Redundanzen in Richtung Drehpunkt und geringere Abtastung nach distal. Eine Abtastung braucht jedoch hauptsächlich im Bereich der erwar-

teten Oberflächenkontur beachtet zu werden. Durch die "Neuerfassung" des dreidimensionalen Abbildes in gegeneinander rotierten Ebenen, die das dreidimensionale Abbild schneiden, erreicht man eine erste Stufe einer Dimensionserniedrigung, da die den Ebenen zugeordneten Datensätze zweidimensionale Datensätze sind und beispielsweise mit kartesischen Koordinaten beschrieben werden. Wird z.B. der Volumendatensatz mit kartesischen Koordinaten  $(x, y, z)$  beschrieben, so kann jeder den Ebenen des ersten Sets von Ebenen zugeordnete Datensatz beispielsweise mit zweidimensionalen kartesischen Koordinaten  $(x_j'', y_j'')$  beschrieben werden, wobei  $j=1 \dots m$  ist, wenn das erste Set von Ebenen  $m$  Ebenen umfasst. Anschließend werden die den einzelnen Ebenen des ersten Sets von Ebenen zugeordneten Datensätze analysiert, um Konturen, die in jedem der Ebenen des ersten Satzes von Ebenen abgebildet und der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet sind, zu ermitteln.

In jeder dieser Ebenen  $(x_j'', y_j'')$  wird eine geschlossene Kontur erwartet. Die Kontur  $K_j''$  der  $j$ -ten Ebene des ersten Sets von Ebenen hat die Punkte  $K_{ji}'' = (x_{j,i}'', y_{j,i}'')$ , mit  $i = 1 \dots n$ . Um jedes  $K_{ji}''$  zu bestimmen, benötigt man also eine zweidimensionale Suche in  $(x_j'', y_j'')$ , die dem Fachmann im Allgemeinen bekannt ist.

Um den Rechenaufwand zu verringern, ist es jedoch gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Erfindung vorgesehen, dass, wenn die Bildinhalte jeder Ebene des ersten Sets von Ebenen mit kartesischen Koordinaten beschrieben sind, für das Ermitteln der Konturen jeder einzelnen Ebene folgende Verfahrensschritte für jede Ebene auszuführen:

- Durchführen einer Koordinatentransformation nach Polarkoordinaten, bezüglich des Volumenschwerpunktes des dreidimensionalen Abbildes und damit Abrollen der Kontur und
- Ermitteln der Kontur in der transformierten Ebene.



Die Kontur in der transformierten Ebene wird gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung dadurch ermittelt, indem eine Konturfortsetzung in Richtung der Winkelkoordinate ( $\phi$ ) mit einer Optimierung nach minimalen Änderungen erfolgt.

5

Es wird also eine Transformation nach Polarkoordinaten bezüglich des Volumenschwerpunktes und der ersten Gerade angewendet. Damit ergibt sich ein "Konturfeld"  $K'(x', \phi)$  mit festgelegtem  $\phi$ , das  $360^\circ$  abdeckt. Entsprechend den Polarkoordinaten

10

wird das radiale  $x'$  im Folgenden als  $r$  bezeichnet ( $r=x'$ ). Mit relativ geringem Aufwand bleibt nur das "eindimensionale"

Problem, den Radius  $r$  zu jedem Winkel  $\phi$  als einzige Größe zu bestimmen. Dass dies tatsächlich ein eher „eindimensionales“ Problem ist, kann man sich dadurch veranschaulichen, dass man diese Funktion kartesisch aufträgt, z.B. mit  $\phi$  in der Abszisse und  $r$  in der Ordinate. Für  $r$  ergeben sich nun einige Randbedingungen, die man sich zunutze machen kann, um eine qualitativ gute Kontur zu finden:

15

- 20 - Die Kontur muss für  $\phi_1$  und  $\phi_n$  die gleiche  $r$  - Koordinate haben (Geschlossenheit der Kontur).
- Die Kontur ist kontinuierlich und hat überwiegend vertikalen Verlauf. Der  $r$ -Versatz von Zeile zu Zeile ist relativ gering.
- 25 - Ein typisches "Kantenprofil" im Helligkeitsprofil lässt sich durch Zeilenvergleich finden.
- Möglichkeiten der Kompensation von Signalrauschen im Zeilenvergleich.

30

Für die Transformation nach Polarkoordinaten sollte das Winkelinkrement bevorzugt so gewählt werden, dass benachbarte Punkte ( $\phi_i, r$ ) und ( $\phi_{i+1}, r$ ) im Bereich der Kontur etwa den Abstand einer Voxelkantenlänge haben. Anstelle der Transformation nach Polarkoordinaten kann auch eine Transformation

35

bezüglich einer "Modellkontur" erfolgen, wenn eine Ähnlichkeit zu einem solchen Modell zu erwarten ist. Die Abszisse ist dann durch die fortlaufenden Indizes  $i_1$  bis  $i_n$  der Kon-

turpunkte des Modells gekennzeichnet, auf der Ordinate sind die senkrechten Abstände zur Modellkontur aufgetragen. Es handelt sich hier wie bei der Transformation nach Polkoordinaten um ein Resampling.

5

In der Ergebnismatrix des Resamplings können nun verschiedene Merkmale für eine Objektkante bestimmt bzw. durch entsprechende Signalverarbeitung hervorgehoben, sowie in einen Zusammenhang gebracht werden. Dabei kann z.B. ein Suchverfahren angewandt werden, das alle sinnvolle Pfadverzweigungen analysiert und zusammenfügt. Beispiel einer Realisierung ist die dynamische Optimierung nach R. Bellman, "Dynamic programming and stochastic control processes", Information and Control, 1(3), Seiten 228-239, September 1958. Das Ergebnis ist eine fortlaufende Kontur, z.B. in der Polarkoordinatendarstellung von  $\phi_1$  bis  $\phi_n$  (bzw. für  $i_1$  bis  $i_n$ ). Diese Kontur kann in die ursprünglichen kartesischen Koordinaten zurücktransformiert werden. Die dynamische Optimierung kann mehrere Merkmalswerte (Filterantworten) zu einer geeigneten Kostenfunktion kombinieren und enthält nach der Vorwärts-Akkumulation von Kosten als wesentliches Element ein Backtracking. Damit ist eine Ebene des ersten Sets von Ebenen konturiert.

Entsprechend werden die restlichen Ebenen des ersten Sets von Ebenen analysiert. Dabei können bereits bestimmte Konturen vorher analysierter Ebenen verwendet werden, um auch in der durch  $\alpha$  beschriebenen Rotationsrichtung die Konsistenz der dreidimensionalen Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zu gewährleisten (verwendbares Vorabwissen). Ebenso können alle Ebenen des ersten Sets von Ebenen unabhängig analysiert werden. Mit einer oder mehreren nachgeschalteten Bearbeitungsstufen, mit denen die einzelnen Konturen der Ebenen des ersten Sets von Ebene verglichen werden, kann das erhaltene Oberflächengitter verfeinert werden.

35

Am Ende der Bearbeitung aller Ebenen des ersten Sets von Ebenen liegt die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbil-

des zunächst in Koordinaten  $(r, \alpha, \phi)$  vor. In diesem "Quader" ist eine Bearbeitung des 3D-Zusammenhanges möglich, z.B. als Filterung der  $r$ -Werte mit einem 2D-Operator.

- 5 Die Rücktransformation in die ursprünglichen kartesischen Koordinaten ergibt das Oberflächengitter des dreidimensionalen Abbildes. Das Oberflächengitter ist vergleichbar mit einem netzähnlichen Käfig. Das Oberflächengitter kann nun in den Original-Koordinaten verbessert und verfeinert werden. Abschließend können die Voxel innerhalb des Oberflächengitters als zum dreidimensionalen Abbild zugehörig markiert werden.

- Das an einer sphärischen Geometrie orientierte erfindungsgemäße Verfahren hat z.B. den Vorteil, dass es keine Vorzugsrichtung besitzt und dass, statistisch betrachtet, praktisch auftretende Oberflächenverläufe durchschnittlich besser behandeln werden als bei einem Verfahren, das sich am kartesischen Gitter orientiert, da eine solche Oberfläche besser parallel zu einer geschlossenen 3D-Kontur liegt. Weil das erfindungsgemäße Verfahren von sich aus geometrisch relativ gut an die Problemstellung angepasst ist, kann die Anzahl der Ebenen des ersten Sets von Ebenen um ein Mehrfaches kleiner sein, als wenn im Bereich der Oberfläche im Voxelabstand abgetastet werden würde; d.h. die "Netzlinien" können beispielsweise zehn oder mehr Voxelkanten Abstand voneinander haben, um die Gesamtkontur immer noch hinreichend genau zu beschreiben.

- Insbesondere für eine verbesserte Ermittlung der Oberflächenkonturierung des dreidimensionalen Abbildes oder wenn ungünstige Ausgangsdaten vorliegen, werden gemäß einer Ausführungsform der Erfindung zusätzlich folgende Verfahrensschritte durchgeführt:

- 35 - Legen eines zweiten Sets von Ebenen durch das dreidimensionale Abbild, wobei sich die Ebenen des zweiten Sets von Ebenen in einer zweiten Gerade schneiden,

- Ermitteln der Konturen, die in jedem der Ebenen des zweiten Satzes von Ebenen abgebildet und der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet sind, und

- 5 - zusammen mit den in jeder Ebene des ersten Sets von Ebenen ermittelten Konturen, Zusammenfügen der in jeder Ebene des zweiten Sets von Ebenen ermittelten Konturen zu dem die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordneten Oberflächengitters.

10

Durch Re-Extraktion orientiert an den mittels der Ebenen des ersten Sets von Ebenen ermittelten und dem Oberflächengitter zugeordneten Netzlinien (Scanlinien rechtwinklig zueinander verlaufend mit Orientierung von innen nach außen) gelingt

- 15 auch die Konturierung weniger konvexer, unregelmäßiger dreidimensionaler Abbilder.

Ein Gewinn an Zuverlässigkeit und Genauigkeit kann erzielt werden, wenn, wie es nach einer Ausführungsform der Erfindung vorgesehen ist, die erste Gerade rechtwinklig zur zweiten Gerade ausgerichtet ist und insbesondere die erste Gerade und die zweite Gerade sich im Volumenschwerpunkt des dreidimensionalen Abbildes schneiden.

20

Ein Nutzen der genauen Oberflächenkonturierung besteht z.B. in der Möglichkeit, das dreidimensionale Abbild genau für eine funktionelle Beurteilung zu bestimmen. Für therapeutische oder chirurgische Maßnahmen ist die genaue Form in der Beziehung zur Nachbarschaft (z.B. Gefäße) und auch die Formveränderung im Laufe der Zeit sehr wichtig. Weitere Anwendungen sind in der plastischen Chirurgie oder in der Prothetik möglich im Sinne der Erfassung der zu ersetzenden Objekte oder von Kavitäten für ein Implantat.

30

- 35 Eine vereinfachte Berechnung der benötigten Rechenoperationen soll in ungefähr aufzeigen, welchen Vorteil das erfindungsgemäße Verfahren hat. Es wird angenommen, dass der Volumendaten-

satz in Form von 50 Computertomographie-Schichten der Matrix 512x512 vorliegt. Das dreidimensionale Abbild ist in einem Teilquader von 40x200x200 Voxeln enthalten.

5 Bei einer Oberflächenkonturierung des dreidimensionalen Abbildes gemäß dem Stand der Technik wird ausgehend von einem Startpunkt auf der Oberfläche deren Fortsetzung gesucht. Die Oberfläche des gesamten Teilquaders beträgt 112000 "Pixel". Für die Gradientenbildung wird ein Faktor 11 bezüglich der  
 10 Oberfläche angesetzt (Koppelfeld  $3^3 \rightarrow "26"$ ) und mit einem Faktor "1" für die 27 überdeckten Voxel angesetzt. Dies entspricht effektiv fünf Oberflächen-Suchstreifen innerhalb und außerhalb der Oberfläche. Von jedem Punkt ausgehend werden in einer Vorzugsrichtung und seitlich im Prinzip 17 Richtungen  
 15 untersucht (anfangs), die sich dann innerhalb einer Fläche reduzieren. Sinnvollerweise begrenzt man die Suche empirisch, wie z.B. in Buckley K., Vaddiraju A., Perry R., "A New Pruning/Merging Algorithm for MHT Multitarget Tracking", Radar-2000, Mai 2000 beschrieben. Ferner wird angenommen, dass es  
 20 genügt, durchschnittlich sechs Alternativen mit einer durchschnittlichen Tiefe von drei zu untersuchen, um eine sinnvolle Fortsetzung von einem Irrweg zu unterscheiden bzw. um auf einem schon klassifizierten Punkt zu landen (Multiplikator  $6^3=216$ ).

5 Bei einer Oberflächenkonturierung gemäß dem eben beschriebenen Verfahren und unter nicht Berücksichtigung des sogenannte "Backtrackings", benötigt man in etwa  $11 \times 112000 \times 26 = 33264000$  Gradientenbildungen und für die Suche nach maximaler Gradientensumme in etwa  $216 \times 112000 = 24192000$  Rechenoperationen. Somit  
 30 ergeben sich in etwa 57000000 Rechenoperationen.

Für die ungefähre Berechnung benötigter Rechenoperationen für die Oberflächenkonturierung desselben dreidimensionalen Abbildes gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahrens wird angenommen, dass das erste Set von Ebenen 20 Ebenen umfasst. Nach  
 35 der Transformation in Polarkoordinaten werden die Bildinfor-

mationen der transformierten Ebenen jeweils im  $2^\circ$ -Raster abgetastet, wobei die entsprechenden CT-Bilder im üblichen Raster  $512 \times 512$  rekonstruiert werden:  $180 \times 256 = 46000$ . Die Gradientenbildung und Kontursuche werden zunächst in den Ebenen

5 durchgeführt. Außerdem wird eine rauschunterdrückende Faltungsoption mit einem Koppelfeld von sieben durchgeführt. Dabei wird ein typisches Dichteprofil im Bereich des Objektrandes mit sieben Stützstellen erzeugt und über den gesamten Radius verschoben. in jeder Verschiebeposition wird die Kovarianz als Iterationswert errechnet. Bei der Suche der Konturen ist jeweils ein "Sprung" um 1 Pixel von Zeile zu Zeile vorgesehen, es gibt also drei Alternativen. Zur Nachbearbeitung des Zusammenhangs zwischen den Ebenen wird ein  $3 \times 3$ -Koppelfeld verwendet. Es ergeben sich somit in etwa

10  $20 \times 46000 = 920000$  Operationen für die Gradientenbildung, und für die Suche nach maximaler Gradientensumme ca.  $3 \times 46000 = 138000$  Rechenoperationen. Für das Backtracking, das hier einer Überprüfung des Ebenen-Zusammenhangs entspricht, ergeben sich ungefähr  $20 \times 180 \times 9 = 32400$  Rechenoperationen. Somit

15  $20 \times 180 \times 9 = 32400$  Rechenoperationen. Somit

20 ergeben sich in etwa 1090400 Rechenoperationen.

Aufgrund des erfindungsgemäßen Verfahrens mit den genannten Annahmen ergibt sich eine Verringerung des Aufwandes an Rechenoperationen um etwa den Faktor 50.

Ein Ausführungsbeispiel ist exemplarisch in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 einen Computertomographen,

Figur 2 ein Set von Ebenen, deren Ebenen ein mit dem in der Figur 1 dargestellten Computertomographen aufgenommenes dreidimensionales Abbild schneiden,

Figur 3 in kartesischen Koordinaten dargestellte Bildinformationen einer der in der Figur 2 dargestellten Ebenen,

Figur 4 in Polarkoordinaten dargestellte Bildinformationen der in der Figur 3 dargestellten Ebene und

5                   Figur 5 eine Veranschaulichung eines Ermitteln einer in der Figur 4 dargestellten Kontur.

Die Figur 1 zeigt schematisch einen Computertomographen mit einer Röntgenstrahlenquelle 1, von dem ein pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel 2, dessen Randstrahlen in der Figur 1  
10 strichpunktiert dargestellt sind, ausgeht, das ein Untersuchungsobjekt, beispielsweise einen Patienten 3, durchsetzt und auf einen Strahlungsdetektor 4 trifft. Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels an einer ringförmigen  
15 Gantry 5 einander gegenüberliegend angeordnet. Die Gantry 5 ist bezüglich einer Systemachse 6, welche durch den Mittelpunkt der ringförmigen Gantry 5 verläuft, an einer in der Figur 1 nicht dargestellten Halterungsvorrichtung drehbar gelagert (vgl. Pfeil a).

20 Der Patient 3 liegt im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels auf einem für Röntgenstrahlung transparenten Tisch 7, welcher mittels einer in der Figur 1 ebenfalls nicht dargestellten Tragevorrichtung längs der Systemachse 6 verschiebbar  
25 gelagert ist (vgl. Pfeil b).

Die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bilden somit ein Messsystem, das bezüglich der Systemachse 6 drehbar und entlang der Systemachse 6 relativ zum Patienten 3  
30 verschiebbar ist, so dass der Patient 3 unter verschiedenen Projektionswinkeln und verschiedenen Positionen bezüglich der Systemachse 6 durchstrahlt werden kann. Aus den dabei auftretenden Ausgangssignalen des Strahlungsdetektors 4 bildet ein Datenerfassungssystem 9 Messwerte, die einem Rechner 11 zugeführt werden, der mittels dem Fachmann bekannten Verfahren  
35 ein Bild des Patienten 3 berechnet, das wiederum auf einem mit dem Rechner 11 verbundenen Monitor 12 wiedergegeben wer-

den kann. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist das Datenerfassungssystem 9 mit einer elektrischen Leitung 8, die in nicht dargestellter Weise beispielsweise ein Schleifringssystem oder eine drahtlose Übertragungsstrecke enthält, mit dem Strahlungsdetektor 4 und mit einer elektrischen Leitung 14 mit dem Rechner 11 verbunden.

Das in der Figur 1 gezeigte Computertomographiegerät kann sowohl zur Sequenzabtastung als auch zur Spiralabtastung eingesetzt werden.

Bei der Sequenzabtastung erfolgt eine schichtweise Abtastung des Patienten 3. Dabei wird die Röntgenstrahlenquelle 1 und der Strahlungsdetektor 4 bezüglich der Systemachse 6 um den Patienten 3 gedreht und das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem nimmt eine Vielzahl von Projektionen auf, um eine zweidimensionale Schicht des Patienten 3 abzutasten. Aus den dabei gewonnen Messwerten wird ein die abgetastete Schicht darstellendes Schnittbild rekonstruiert. Zwischen der Abtastung aufeinanderfolgender Schichten wird der Patient 3 jeweils entlang der Systemachse 6 bewegt. Dieser Vorgang wiederholt sich so lange, bis alle interessierenden Schichten erfasst sind.

Während der Spiralabtastung dreht sich das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem bezüglich der Systemachse 6 und der Tisch 7 bewegt sich kontinuierlich in Richtung des Pfeils b, d.h. das die Röntgenstrahlenquelle 1 und den Strahlungsdetektor 4 umfassende Messsystem bewegt sich relativ zum Patienten 3 kontinuierlich auf einer Spiralbahn c, so lange, bis der interessierende Bereich des Patienten 3 vollständig erfasst ist. Dabei wird ein Volumendatensatz generiert, der im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels nach dem in der Medizintechnik üblichen DICOM-Standard kodiert ist.



Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels soll die Oberfläche eines mit dem Volumendatensatz aufgenommenen dreidimensionalen Abbildes 21 eines Objektes, das Teil des interessierenden Bereichs des Patienten 3 ist, konturiert werden. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels handelt es sich bei dem Objekt um eine Gewebsveränderung des Patienten 3. Das dreidimensionale Abbild 21 ist in der Figur 2 schematisch dargestellt und kann mit dem Monitor 12 betrachtet werden.

- 10 Um die Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes 21 zu konturrieren, wird ein erstes Set Ebenen, das im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels 20 Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  umfasst, durch das dreidimensionale Abbild 21 gelegt. Der Übersicht halber sind in der Figur 2 nur die Ebene  $E_1$  bis  $E_5$  dargestellt. Die Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  schneiden sich in einer ersten Geraden  $G$ , die im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels durch den Volumenschwerpunkt  $S$  des dreidimensionalen Abbildes 21 verläuft. Der Volumenschwerpunkt wird entweder manuell von einer in der Figur 1 nicht dargestellten Bedienperson mittels einer in der Figur 2 nicht dargestellten, in das Sichtfeld des Monitors 12 einblendbare Marke, die mit einer mit dem Rechner 11 verbundenen Rechnermaus 13 bewegt werden kann, im dreidimensionalen Abbild 21 ungefähr markiert oder der Rechner 11 ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels derart konfiguriert, dass er automatisch den ungefähren Volumenschwerpunkt  $S$  des dreidimensionalen Abbildes 21 ermittelt und anschließend automatisch die Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  bestimmt. Außerdem kann die Bedienperson im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels den Volumendatensatz mit dem Rechner 11 beispielsweise einer Medianfilterung unterziehen. Der Volumendatensatz wird dadurch unter Kantenerhaltung stark geglättet, um die automatische Ermittlung des Volumenschwerpunkts zu verbessern.
- 35 Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels sind die Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  um jeweils einen Winkel  $\Delta\alpha=9^\circ$  gegeneinander verdreht und die erste Gerade  $G$  verläuft parallel zur x-Achse

des für den Volumendatensatz bereits definierten DICOM-Koordinatensystems. Umfasst das dreidimensionale Abbild 21 beispielsweise ein Viertel der Gesamtgröße des im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels isotropen Volumendatensatzes (512er Kubus), so entspricht der maximale Punktabstand an der Oberfläche des dreidimensionalen Abbildes 21 in etwa 20 Pixel.

In jedem der Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  sind Schnitte des dreidimensionalen Abbildes 21 abgebildet. Ein solcher Schnitt 31, der im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels durch die Ebene  $E_1$  festgelegt ist, ist schematisch in der Figur 3 gezeigt. Außerdem sind die Bildinhalte der einzelnen Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  in kartesischen Koordinaten beschrieben. Die Bildinhalte der Ebene  $E_1$  sind im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit den kartesischen Koordinaten  $x''$  und  $y''$  beschrieben.

Um die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes 21 zu erhalten, werden anschließend die in den Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  dargestellten Schnitte, also auch der Schnitt 31 der Ebene  $E_1$  analysiert, indem die Konturen der einzelnen Schnitte ermittelt werden. Die Kontur des Schnittes 31 ist in der Figur 3 mit dem Bezugszeichen 32 versehen.

Für eine effiziente Ermittlung der Konturen werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die Bildinformationen jeder Ebene  $E_1$  bis  $E_{20}$  radial neu angeordnet, indem sie bezüglich des Volumenschwerpunktes  $S$  nach Polarkoordinaten  $(r, \phi)$  transformiert werden. Das Ergebnis einer solchen Koordinatentransformation ist in der Figur 4 beispielhaft dargestellt. Es handelt sich dabei um die Transformation der Bildinhalte und insbesondere des in der Figur 3 dargestellten Schnittes 31 der Ebene  $E_1$ . Die transformierte Kontur des Schnittes 31 ist in der Figur 4 mit dem Bezugszeichen 32' versehen.

Anschließend wird die transformierte Kontur 32' ermittelt. Es wird also ein Begrenzungspfad gesucht, der der in Polarkoor-

dinaten transformierten Kontur 32' entspricht. Dazu erfolgt zunächst eine richtungsbetonte Filterung, die sogar eindimensional in r-Richtung sein kann und die sowohl kantensensitiv als auch rauschunterdrückend wirkt. Über die Filterungen läuft nun nach dem Prinzip der dynamischen Optimierung, wie z.B. in R. Bellman, "Dynamic programming and stochastic control processes", Information and Control, 1(3), Seiten 228-239, September 1958 beschrieben, eine eindimensionale Suche nach dem Begrenzungspfad, also nach der in Polarkoordinaten transformierten Kontur 32'. Es wird also für die Winkelkoordinaten  $\phi$  zwischen  $0^\circ$  und  $360^\circ$  entsprechenden r-Koordinaten gesucht, wobei als Randbedingung gilt, dass die r-Koordinate für  $\phi=0^\circ$  gleich der r-Koordinate für  $\phi=360^\circ$  sein soll. Diese r-Koordinaten werden im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ermittelt, indem nach einer relativ starken Glättung die ersten und letzten fünf Zeilen überlagert und anschließend die Kantenposition in den geglätteten Zeilendaten ermittelt werden. Diese Suche ist exemplarisch in der Figur 5 gezeigt, wobei die transformierte Kontur wieder mit dem Bezugszeichen 32' versehen ist. In der Figur 5 gezeigte Linien 40 sind dünner als die transformierte Kontur 32' gezeichnet und repräsentieren während der Ermittlung gefundene Pfadalternativen, die jedoch wieder verworfen wurden.

Ähnlich werden die in Polarkoordinaten transformierte Konturen der restlichen Ebenen  $E_2$  bis  $E_{20}$  ermittelt und anschließend in Zusammenhang betrachtet. Darunter wird verstanden, dass untersucht wird, ob die Kontinuität der Helligkeit bzw. des in dieser Richtung relevanten Gradienten plausibel sind.

Anschließend werden die gefundenen in Polarkoordinaten transformierten Konturen jeder Ebene  $E_1$  bis  $E_{20}$  zurück in kartesische Koordinaten transformiert und danach zu einem Oberflächengitter zusammengefügt. Das Oberflächengitter entspricht dabei der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes 21.

Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels wird nun das Oberflächengitter in den ursprünglichen dreidimensionalen kartesischen Koordinaten verbessert und verfeinert. Anhand des Oberflächengitters wird die zu ermittelnde Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes 21 bis auf einfachen Pixelabstand interpoliert. Abschließend werden die Voxel innerhalb des Oberflächengitters als zum dreidimensionalen Abbild 21 zugehörig markiert.

10 Durch das Legen der Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  durch das dreidimensionale Abbild 21 und durch die anschließende Koordinatentransformation nach Polarkoordinaten wird der Volumendatensatz als dreidimensionaler Datenblock  $B'(r, \phi, \alpha)$  dargestellt. Das Ermitteln der transformierten Konturen, wie z.B. der transformierten Kontur 31', ist für nahezu konvexe Objekte weniger rechenaufwändig. Es wird eine zusammenhängende "Gebirgsfläche" über  $\phi$  und  $\alpha$  gesucht. Die "Gebirgsfläche" weist lokal relativ geringe Schwankungen in  $r$ -Richtung auf.

20 Auch die Anzahl der für die Ermittlung der Konturen analysierten Voxel wird gegenüber einer dreidimensionalen Oberflächenkonturierung gemäß dem Stand der Technik verringert. Umfasst der Volumendatensatz z.B. 50 CT-Schichten mit einer ungefähren Ausdehnung von 128 Pixeln des dreidimensionalen Abbildes, dessen Oberflächenkontur ermittelt werden soll, also einem etwa  $50 \times 256 \times 256$  großen Bearbeitungsfeld, werden in etwa eine Million Voxel (20 Ebenen, Polarkoordinatenraster  $2^\circ$ ,  $r_{\max} = 256$ ) analysiert. Gemäß dem Stand der Technik müssten dagegen in etwa drei Millionen Voxel analysiert werden.

30 Um das verbessertes Oberflächengitter zu erhalten, ist es im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels vorgesehen, dass zusätzlich zu den Ebene  $E_1$  bis  $E_{20}$  des ersten Sets von Ebenen wahlweise wenigstens ein weiteres, in den Figuren der Übersicht halber nicht dargestelltes zweites Set von Ebenen gelegt werden kann. Die Ebenen des zweiten Sets von Ebenen schneiden sich in einer zweiten Gerade, die ebenfalls durch

den Volumenschwerpunkt  $S$  verläuft und rechtwinklig zur ersten Gerade  $G$  ausgerichtet ist. Die mit diesen Ebenen dargestellten Schnitte werden wieder in Polarkoordinaten bezüglich des Volumenschwerpunktes  $S$  transformiert. Anschließend werden  
5 wieder die transformierten Konturen, die der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes 21 zugeordnet sind, analog wie obenstehend ermittelt. Die ermittelten transformierten Konturen werden anschließend wieder zurück transformiert und danach zu dem Oberflächengitter zusammengefügt.

Ein Vorteil ist auch, dass durch die Koordinatentransformation in Polarkoordinaten das Ermitteln der transformierten Konturen in Drehrichtung  $\alpha$  (azimutal) und in Richtungen innerhalb der Ebenen ( $\phi$ , orbital) im Wesentlichen als zweidimensionale Filterung, nämlich als Glättung von  $r(\phi, \alpha)$ , anstelle in  
15 Originalkoordinaten dreidimensional durchgeführt werden kann.

Der Volumendatensatz, mit dem das dreidimensionale Abbild 21 hergestellt wird, wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels mit einem Computertomographen hergestellt. Der Volumendatensatz kann jedoch auch mit anderen medizintechnischen Geräten, wie insbesondere mit einem Röntgengerät, einem Magnetresonanzgerät, einem PET, einem Ultraschallgerät oder  
20 mittels Nuklearmedizin hergestellt werden. Auch bildgebende Geräte oder technische Einrichtungen außerhalb der Medizintechnik sind verwendbar.

Das dreidimensionale Abbild 21 ist ein Abbild eines Teiles des Patienten 3. Mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens  
30 kann aber auch die Oberfläche eines nichtmenschlichen dreidimensionalen Abbildes konturiert werden.

Die erste Gerade  $G$  muss auch nicht notwendigerweise durch den Volumenschwerpunkt  $S$  des dreidimensionalen Abbildes 21 verlaufen. Die Ebenen  $E_1$  bis  $E_{20}$  müssen sich auch nicht notwendigerweise in der Geraden  $G$  schneiden.  
35

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes (21) eines Objekts, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Legen eines ersten Sets von Ebenen ( $E_1$ - $E_{20}$ ) durch das dreidimensionale Abbild (21),

- Ermitteln der Konturen (32), die in jeder der Ebenen ( $E_1$ - $E_{20}$ ) des ersten Satzes von Ebenen abgebildet und der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes (21) zugeordnet sind, und

- Zusammenfügen der in jeder Ebene ( $E_1$ - $E_{20}$ ) des ersten Sets von Ebenen ermittelten Konturen (32) zu einem die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes (21) zugeordneten Oberflächengitters.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem sich die Ebenen ( $E_1$ - $E_{20}$ ) des ersten Sets von Ebenen in einer ersten Gerade (G) schneiden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem die erste Gerade (G) wenigstens im Wesentlichen durch den Volumenschwerpunkt (S) des dreidimensionalen Abbildes (21) verläuft.

4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem zum Ermitteln des Volumenschwerpunkts (S) des dreidimensionalen Abbildes (21) ein Volumendatensatz, mittels dessen das dreidimensionale Abbild (21) gespeichert ist, einer Filterung unterzogen wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, bei dem der Volumenschwerpunkt (S) des dreidimensionalen Abbildes (21) automatisch bestimmt wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem das dreidimensionale Objekt (21) ein Teil eines Lebewesens (3) ist und das dreidimensionale Abbild (21) mittels eines medizintechnischen Gerätes aufgenommen wird.

5

7. Verfahren nach Anspruch 6, bei dem der Volumenschwerpunkt (S) des dreidimensionalen Abbildes (21) während einer navigationsgeführten Behandlung des Lebewesens (3) ermittelt wird.

10 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 7, bei dem die Bildinhalte jeder Ebene ( $E_1$ - $E_{20}$ ) des ersten Sets von Ebenen mit kartesischen Koordinaten ( $x''$ ,  $y''$ ) beschrieben sind und für das Ermitteln der Konturen (32) jeder einzelnen Ebene ( $E_1$ - $E_{20}$ ) folgende Verfahrensschritte für jede Ebene ( $E_1$ - $E_{20}$ ) ausgeführt werden:

- Durchführen einer Koordinatentransformation nach Polarkoordinaten ( $r, \phi$ ), bezüglich des Volumenschwerpunktes (S) des dreidimensionalen Abbildes und damit Abrollen der Kontur (32) und

20

- Ermitteln der Kontur (32') in der transformierten Ebene.

25

9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem die Kontur (32') in der transformierten Ebene dadurch ermittelt wird, indem eine Konturfortsetzung in Richtung der Winkelkoordinate ( $\phi$ ) mit einer Optimierung nach minimalen Änderungen erfolgt.

30

10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, bei dem die Kontur (32') in der transformierten Ebene mittels dynamischer Optimierung verbessert wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 10, bei dem zusätzlich folgende Verfahrensschritte durchgeführt werden:

35

- Legen eines zweiten Sets von Ebenen durch das dreidimensionale Abbild (21), wobei sich die Ebenen des zweiten Sets von Ebenen in einer zweiten Gerade schneiden,
- 5    - Ermitteln der Konturen, die in jedem der Ebenen des zweiten Satzes von Ebenen abgebildet und der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes zugeordnet sind, und
- 10    - zusammen mit den in jeder Ebene ( $E_1$ - $E_{20}$ ) des ersten Sets von Ebenen ermittelten Konturen, Zusammenfügen der in jeder Ebene des zweiten Sets von Ebenen ermittelten Konturen zu dem die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes (21) zugeordneten Oberflächengitters.
- 15    12. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem die erste Gerade (G) rechtwinklig zur zweiten Gerade ausgerichtet ist.
- 20    13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem sich die erste Gerade (G) und die zweite Gerade im Volumenschwerpunkt (S) des dreidimensionalen Abbildes (21) schneiden.



## Zusammenfassung

Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Oberflächenkonturierung eines dreidimensionalen Abbildes (21) eines Objekts. Zuerst wird ein erstes Set von Ebenen ( $E_1$ - $E_{20}$ ) durch das dreidimensionale Abbild (21) gelegt und die Konturen (32), die in

10

jeder der Ebenen ( $E_1$ - $E_{20}$ ) des ersten Satzes von Ebenen abgebildet und der Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes (21) zugeordnet sind, ermittelt. Die Konturen (32) werden anschließend zu einem die Oberflächenkontur des dreidimensionalen Abbildes (21) zugeordneten Oberflächengitters zusammen-

15

gelegt.

FIG 2

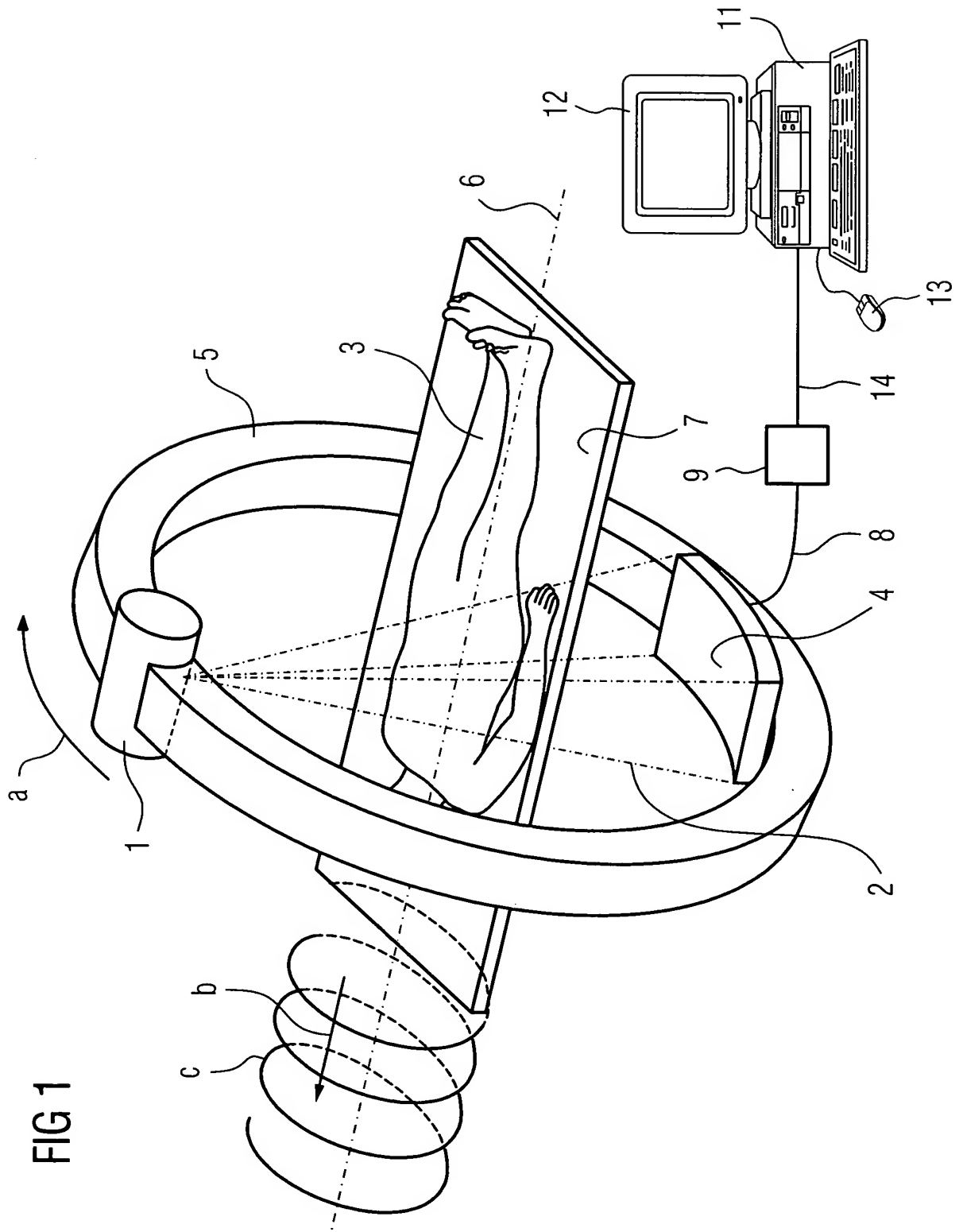


FIG 2

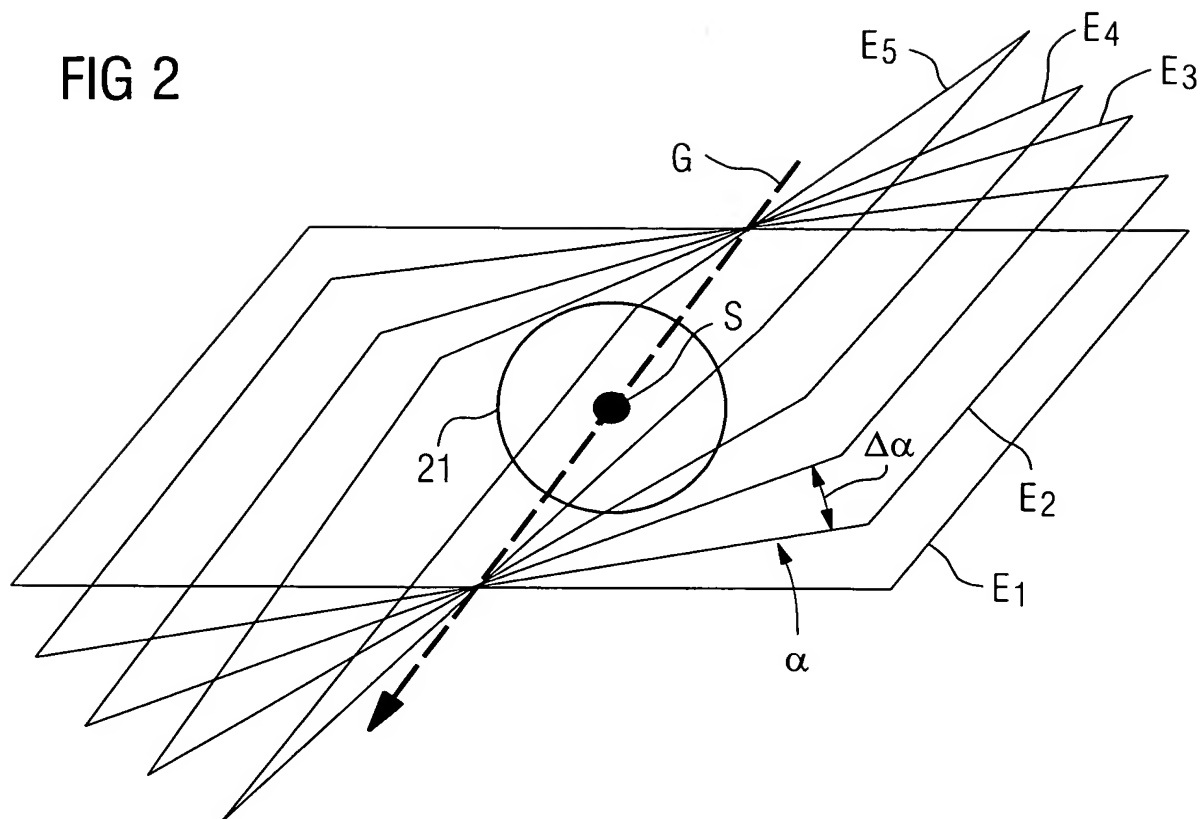


FIG 3

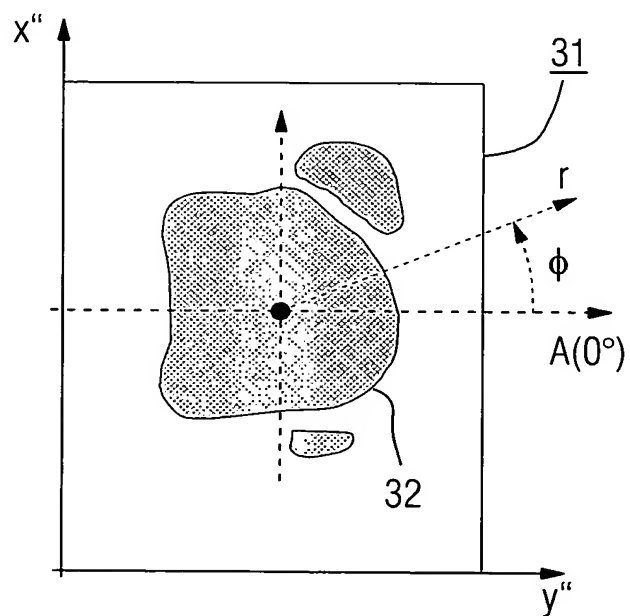


FIG 4

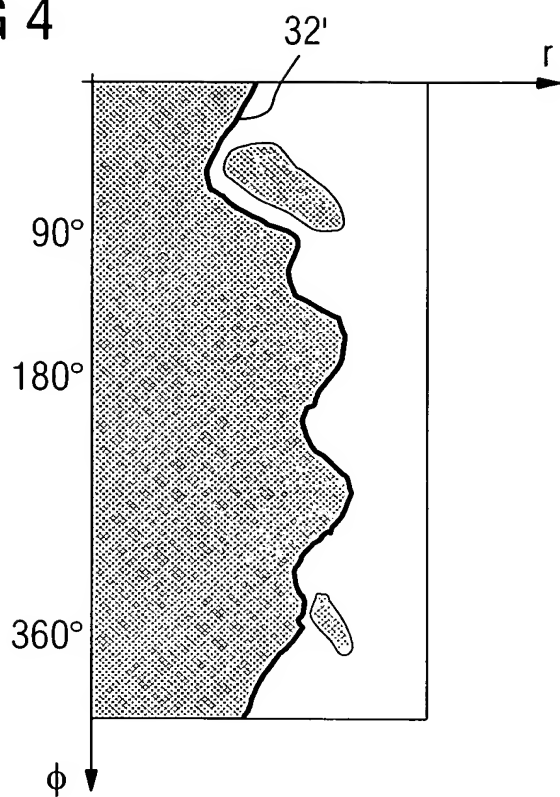


FIG 5

